

日 本 国 特 許 庁
JAPAN PATENT OFFICE

別紙添付の書類に記載されている事項は下記の出願書類に記載されている事項と同一であることを証明する。

This is to certify that the annexed is a true copy of the following application as filed with this Office.

出 願 年 月 日 2 0 0 2 年 1 0 月 8 日
Date of Application:

出 願 番 号 特 願 2 0 0 2 - 2 9 5 1 9 0
Application Number:
[ST. 10/C] : [J P 2 0 0 2 - 2 9 5 1 9 0]

出 願 人 株 式 会 社 東 芝
Applicant(s):

2 0 0 3 年 7 月 1 8 日

特許庁長官
Commissioner,
Japan Patent Office

今 井 康 夫



【書類名】 特許願

【整理番号】 A000106607

【提出日】 平成14年10月 8日

【あて先】 特許庁長官 殿

【国際特許分類】 G01N 24/00

【発明の名称】 磁気共鳴イメージング装置

【請求項の数】 7

【発明者】

【住所又は居所】 栃木県大田原市下石上字東山 1 3 8 5 番の 1 株式会社
東芝那須工場内

【氏名】 宮崎 美津恵

【特許出願人】

【識別番号】 000003078

【氏名又は名称】 株式会社 東芝

【代理人】

【識別番号】 100058479

【弁理士】

【氏名又は名称】 鈴江 武彦

【電話番号】 03-3502-3181

【選任した代理人】

【識別番号】 100084618

【弁理士】

【氏名又は名称】 村松 貞男

【選任した代理人】

【識別番号】 100068814

【弁理士】

【氏名又は名称】 坪井 淳

【選任した代理人】

【識別番号】 100092196

【弁理士】

【氏名又は名称】 橋本 良郎

【選任した代理人】

【識別番号】 100091351

【弁理士】

【氏名又は名称】 河野 哲

【選任した代理人】

【識別番号】 100088683

【弁理士】

【氏名又は名称】 中村 誠

【選任した代理人】

【識別番号】 100070437

【弁理士】

【氏名又は名称】 河井 将次

【手数料の表示】

【予納台帳番号】 011567

【納付金額】 21,000円

【提出物件の目録】

【物件名】 明細書 1

【物件名】 図面 1

【物件名】 要約書 1

【プルーフの要否】 要

【書類名】 明細書

【発明の名称】 磁気共鳴イメージング装置

【特許請求の範囲】

【請求項 1】 被検体内の特定原子核の磁化を高周波磁場パルスにより励起するとともに、前記被検体内の血流の磁化をフローパルスの印加によりデフェーズ又はリフェーズする磁気共鳴イメージング装置において、

前記フローパルスを位相エンコード方向に印加することを特徴とする磁気共鳴イメージング装置。

【請求項 2】 前記フローパルスをリフェーズ型で印加するパルスシーケンスとデフェーズ型で印加するパルスシーケンスとを含むプレッスキャンを実行することを特徴とする請求項 1 記載の磁気共鳴イメージング装置。

【請求項 3】 前記フローパルスをリフェーズ型で印加するパルスシーケンスで収集した信号と前記フローパルスをデフェーズ型で印加するパルスシーケンスで収集した信号とから個別に画像を生成することを特徴とする請求項 2 記載の磁気共鳴イメージング装置。

【請求項 4】 前記フローパルスをリフェーズ型で印加するパルスシーケンスで収集した信号から生成した画像と前記フローパルスをデフェーズ型で印加するパルスシーケンスで収集した信号から生成した画像とを表示するとともに、操作者により選択された画像に従って本スキャンのフローパルスをリフェーズ型又はデフェーズ型で印加することを特徴とする請求項 3 記載の磁気共鳴イメージング装置。

【請求項 5】 前記プレッスキャンは 2 次元スキャンであることを特徴とする請求項 2 記載の磁気共鳴イメージング装置。

【請求項 6】 前記フローパルスは前記位相エンコード方向とともに周波数エンコード方向にも印加されることを特徴とする請求項 1 記載の磁気共鳴イメージング装置。

【請求項 7】 前記位相エンコードは前記被検体内の目的血流の方向と略平行な方向に設定されることを特徴とする請求項 1 記載の磁気共鳴イメージング装置。

【発明の詳細な説明】**【0001】****【発明の属する技術分野】**

本発明は、フローパルスの印加により造影剤を用いることなく血流を映像化する磁気共鳴イメージング装置に関する。

【0002】**【従来の技術】**

磁気共鳴イメージングは、静磁場中に置かれた被検体の原子核スピンをそのラーモア周波数の高周波信号で磁氣的に励起し、この励起に伴って発生する磁気共鳴信号から画像を再構成する撮像法である。この磁気共鳴イメージングの分野において昨今注目されている撮像法の一つに、非造影アンギオグラフィがある。

【0003】

非造影アンギオグラフィは、被検体に造影剤を投与することなく、フローパルスの印加により被検体内の血流の磁化をデフェーズ又はリフェーズすることにより、特定の血流からの信号強度を制御する。実際には、拡張期と収縮期とで個々にパルスシーケンスを実行して拡張期の画像と収縮期の画像とを生成し、両者を差分することにより、動脈／静脈を分離する。例えば動脈が目的血流であれば、静脈からの拡張期の信号と収縮期の信号との強度差を拡大し、それとともに静脈からの拡張期の信号と収縮期の信号との強度差を縮小するような条件設定が肝要である。

【0004】

しかし、同じ部位であっても、血流速度は、個人差があることは勿論のこと、健常者と患者との間だけでも相当の違いがある。そのため、フローパルスとしての傾斜磁場の強度の最適化は、非常に困難なのが現状である。また、通常、周波数エンコード用のリードアウト傾斜磁場パルスを使ってフローパルスを印加しているが、そのためエコー間隔の延長を回避するために、フローパルス印加のための時間的な余裕は少なく、フローパルスに与えられる自由度は少ないのが現状である。

【0005】

【発明が解決しようとする課題】

本発明の目的は、フローパルス印加の時間的余裕を生じさせて、フローパルス印加の自由度を向上させることにある。

【0006】**【課題を解決するための手段】**

本発明は、被検体内の特定原子核の磁化を高周波磁場パルスにより励起するとともに、被検体内の血流の磁化をフローパルスの印加によりデフェーズ又はリフェーズする磁気共鳴イメージング装置において、前記フローパルスを位相エンコード方向に印加することを特徴とする。

【0007】**【発明の実施の形態】**

以下、本発明に係る実施形態を、添付図面を参照して説明する。

図1に、本実施形態にかかる磁気共鳴イメージング装置の概略構成を示す。この磁気共鳴イメージング装置は、被検体としての患者Pを載せる寝台部と、静磁場を発生させる静磁場発生部と、静磁場に位置情報を付加するための傾斜磁場発生部と、RF（高周波）信号を送受信する送受信部と、システム全体のコントロール及び画像再構成を担う制御・演算部と、患者Pの心時相を表す信号としてのECG（心電図）信号を計測する心電計測部と、患者Pに息止めを指令する息止め指令部とを機能的に備えている。

【0008】

静磁場発生部は、例えば超電導方式の磁石1と、この磁石1に電流を供給する静磁場電源2とを備え、被検体Pが遊挿される円筒状の開口部（診断用空間）の長手軸方向（Z軸方向）に静磁場H₀を発生させる。なお、この磁石部にはシムコイル14が設けられている。このシムコイル14には、後述するホスト計算機の制御下で、シムコイル電源15から静磁場均一化のための電流が供給される。寝台部は、被検体Pを載せた天板を磁石1の開口部に退避可能に挿入できる。

【0009】

傾斜磁場発生部は、磁石1に組み込まれた傾斜磁場コイルユニット3を備える。この傾斜磁場コイルユニット3は、互いに直交するX、Y、Z軸方向の傾斜磁

場を発生させるための 3 組 (種類) の x , y , z コイル 3 $x \sim 3 z$ を備える。傾斜磁場部はさらに、 x , y , z コイル 3 $x \sim 3 z$ に電流を供給する傾斜磁場電源 4 を備える。この傾斜磁場電源 4 は、後述するシーケンサの制御のもと、 x , y , z コイル 3 $x \sim 3 z$ に傾斜磁場を発生させるためのパルス電流を供給する。

【0010】

傾斜磁場電源 4 から x , y , z コイル 3 $x \sim 3 z$ に供給されるパルス電流を制御することにより、3 軸 X , Y , Z 方向の傾斜磁場を合成して、スライス方向傾斜磁場 G_s 、位相エンコード方向傾斜磁場 G_{pe} 、および周波数エンコード方向 (リードアウト方向) 傾斜磁場 G_{ro} の各方向を任意に設定・変更することができる。スライス方向、位相エンコード方向、およびリードアウト方向の各傾斜磁場は静磁場 H_0 に重畳される。

【0011】

送受信部は、磁石 1 内の撮影空間にて患者 P の近傍に配設される RF (高周波) コイル 7 と、この RF コイル 7 に接続された送信器 8 T 及び受信器 8 R とを備える。後述するシーケンサの制御のもと、この送信器 8 T は、磁気共鳴 (NMR) を励起させるためのラーモア周波数の RF 電流パルスを RF コイル 7 に供給する一方、受信器 8 R は、RF コイル 7 が受信した MR 信号 (高周波信号) を受信し、この受信信号に各種の信号処理を施して、対応するデジタルデータを形成するようになっている。

【0012】

さらに、制御・演算部は、シーケンサ (シーケンスコントローラとも呼ばれる) 5、ホスト計算機 6、演算ユニット 10、記憶ユニット 11、表示器 12、および入力器 13 を備える。この内、ホスト計算機 6 は、記憶したソフトウェア手順により、シーケンサ 5 にパルスシーケンス情報を指令するとともに、シーケンサ 5 を含む装置全体の動作を統括する機能を有する。

【0013】

シーケンサ 5 は、CPU およびメモリを備えており、ホスト計算機 6 から送られてきたパルスシーケンス情報を記憶し、この情報にしたがって傾斜磁場電源 4、送信器 8 T、受信器 8 R の一連の動作を制御する。ここで、パルスシーケンス

情報とは、一連のパルスシーケンスにしたがって傾斜磁場電源 4、送信器 8 T および受信器 8 R を動作させるために必要な全ての情報であり、例えば x 、 y 、 z コイル 3 $x \sim 3 z$ に印加するパルス電流の強度、印加時間、印加タイミングなどに関する情報を含む。また、シーケンサ 5 は、受信器 8 R が出力するデジタルデータ (MR 信号) を入力して、このデータを演算ユニット 10 に転送する。

【0014】

このパルスシーケンスとしては、フーリエ変換法を適用できるものであれば、2次元 (2D) スキャンまたは3次元 (3D) スキャンであってもよい。また、パルス列の形態としては、SE (スピンエコー) 法、FE (フィールド・グラジエントエコー) 法、FSE (高速SE) 法、EPI (エコープラナーイメージング) 法、Fast asymmetric SE (FASE: FSE法にハーフフーリエ法を組み合わせた手法) 法などを適用できる。

【0015】

また、演算ユニット 10 は、受信器 8 R からシーケンサ 5 を介して送られてくる MR 信号のデジタルデータを入力してフーリエ空間 (k 空間または周波数空間とも呼ばれる) への原データ (生データとも呼ばれる) の配置、および、原データを実空間画像に再構成するための2次元または3次元のフーリエ変換処理を行う一方で、画像データの合成処理を行うようになっている。なお、フーリエ変換処理はホスト計算機 6 に担当させてもよい。

【0016】

記憶ユニット 11 は、原データおよび再構成画像データのみならず、各種の処理が施された画像データを保管することができる。表示器 12 は画像を表示する。また入力器 13 を介して、オペレータが希望するパラメータの種類、スキャン条件、パルスシーケンスの種類とそのパラメータ、所望の画像処理法などの情報をホスト計算機 6 に入力できるようになっている。

【0017】

また、息止め指令部として音声発生器 19 を備えている。この音声発生器 19 は、ホスト計算機 6 から指令があったときに、息止め開始および息止め終了の例えばメッセージを音声として発することができる。

【0018】

さらに、心電計測部は、患者Pの体表に付着させてECG信号を電気信号として検出するECGセンサ17と、このセンサ信号にデジタル化処理を含む各種の処理を施してホスト計算機6およびシーケンサ5に出力するECGユニット18とを備える。この心電計測部による計測信号は、プレップスキャンとイメージングスキャンとを心電同期法に拠り実行するときにホスト計算機6およびシーケンサ5により用いられる。

【0019】

次に、本実施形態の動作を説明する。本実施形態では、図2に示すように、本スキャン（イメージングスキャン）の前に、息止め法を併用して本スキャンのスキャン条件を最適化するためにプレップスキャン（準備スキャン）が実行される。まず本スキャンを説明し、次にプレップスキャンを説明する。

【0020】

図3、図4に示すように、本スキャンは、心電同期を利用して、収縮期と拡張期とで2回実行される。そして、図5に示すように、収縮期に収集した磁気共鳴信号から生成した画像I_{sys}と拡張期に収集した磁気共鳴信号から生成した画像I_{dia}とを演算ユニット10で差分する。この差分により、目的血流として例えば動脈が抽出され、静止部及び静脈が低減され得る。目的血流の抽出に好適な条件をプレップスキャンで決定する。

【0021】

ここで、最適な条件とは、例えば、目的血流として動脈を例にとると、収縮期と拡張期との間で動脈信号の差ができるだけ大きく、逆に静脈信号の差ができるだけ小さくなる条件をいい、具体的には、フローパルスとしては、血流信号を補償するリフェーズ型と、血流信号を抑制するデフェーズ型とがあり、そのいずれか又はフローパルスを使用しないでオリジナルのパルスシーケンスのままで本スキャンを行うか、さらにフローパルスを使用するのであれば、そのリフェーズ／デフェーズの程度、つまりフローパルスとしての傾斜磁場パルスの強度を決定することにある。

【0022】

図6、図7にはF A S E法を適用した本スキンの代表的な2種類のパルスシーケンスを示している。図6にはリフェーズ型のフローパルスとして逆極性で同強度の傾斜磁場パルスの対からなる流れ補償パルス(flow-compensation:flow-comp.)が、また図7にはデフェーズ型のフローパルスとして180°パルスを挟んで逆極性、つまり実質的に同極性で同強度の傾斜磁場パルスの対からなるフロースポイルパルス(flow-spoiled)がそれぞれ斜線で示されている。

【0023】

F A S E法は、周知の通り、1回の核磁気励起により複数のエコーを収集する高速S E法に、ハーフフーリエ再構成を適用し、k空間の中心（ゼロエンコード）付近からエコー信号を配置することにより、エコー時間の短縮を実現した手法である。つまり、スライス選択傾斜磁場パルス G_s とともにフリップ角が90°の高周波磁場パルス（励起パルス）を印加し、その後に、フリップ角が180°の高周波磁場パルス（位相反転パルス）を繰り返し印加しながら、周波数エンコード（読み出し）傾斜磁場パルス G_{ro} の存在下でエコー信号を繰り返し収集する。ここでは3次元イメージングを採用するので、エコー信号に傾斜磁場パルス G_{pe} で位相エンコードを付与すると共に、傾斜磁場パルス G_s でエコー信号にスライスエンコードを付与する。

【0024】

ここで、図8に示すように、位相エンコード方向P Eを目的血流（図では動脈A R）の方向と略平行に設定する。これにより、位相エンコード方向P Eを血流方向と直交する方向に設定した場合に比べて、動脈A Rの走行方向を欠落または落とさずに、より明瞭に撮像することができる。一般に、肺血管や肝臓の血管（門脈）に代表される血流はT2時間が若干短いことが知られている。このT2時間の短めの血流は、T2時間が長いC S Fや関節液に比べて、信号の半値幅が広がることが分かっている。T2の長いC S Fや関節液に比べて、T2の短い血液（動脈）は、見掛け上、1画素当たりの位相エンコード方向の幅が伸びているのと等価であると言える。したがって、血液（動脈）は、C S Fや関節液に比べて、画像全体が位相エンコード方向に余計にぼけることを示している。

【0025】

そこで、位相エンコード方向 P E をほぼ血流方向に一致させることで、T 2 時間が短い血液の位相エンコード方向 P E の信号値のピクセル上の広がり（ぼけ）の度合いが、T 2 時間が長いものよりも大きいことを積極的に利用でき、血流が強調されるのである。したがって、上述したように、心電同期のための最適な M R A 像（すなわち最適な遅延時間）を選択するときに、その選択がより容易化される。

【0026】

また、フローパルス、つまり図 6 の流れ補償パルス flow-comp. 又は図 7 のフロースポイルパルス flow-spoiled は、目的血流の方向に設定する必要があるが、それを血流方向に位相エンコード方向 P E を揃えたことで、位相エンコード傾斜磁場 G_{pe} により形成することができる。

【0027】

フローパルスを位相エンコード傾斜磁場 G_{pe} により形成することにより、従来のようにフローパルスを周波数エンコード傾斜磁場 G_{ro} により形成するよりも、時間的に余裕があり、エコー間隔を短縮することができるとともに、動静脈分離に必要な十分な強度で印加することができる。

【0028】

なお、上述ではフローパルスを位相エンコード方向に印加してその方向の血流を映像化したが、図 9、図 10 に斜線で示すように、フローパルスを位相エンコード方向 G_{pe} とともに、周波数エンコード方向 G_{ro} にも印加することでその方向の血流も映像化することが可能となる。

【0029】

上述したような本スキャンで、収縮期画像 I_{sys} と拡張期画像 I_{dia} とを取得し、両者を単純又は重み付け差分することにより、目的血流として例えば動脈が抽出され、静止部及び静脈が低減された画像が得られる。目的血流の抽出に好適な条件はプレッパスキャンにより決定される。上述のように、最適な条件とは、収縮期と拡張期との間で目的血流からの信号の差ができるだけ大きく、逆に目的血流からの信号の差ができるだけ小さくなる条件として定義される。

【0030】

図 1 1 には、フローパルスのリフェーズ型(flow-comp.)で印加するケースと、フローパルスをデフェーズ型(flow-spoiled)で印加するケースと、フローパルスを印加しないケース(original)の各ケースについて、動脈と静脈それぞれの信号強度の一般的な傾向を収縮期と拡張期ごとに示している。

【0031】

上述したように、動静脈分離のための最適条件とは、収縮期と拡張期との間で目的血流からの信号の差ができるだけ大きく、逆に目的血流からの信号の差ができるだけ小さくなる条件とであり、それは、目的血流が動脈であるか静脈であるか、さらにその血流速度にも依存して決まる。

【0032】

本実施形態では、図 1 2 に示すように、本スキャン前に、様々な条件で実際にプレッスキャンを実行し、各条件ごとに収縮期画像と拡張期画像との差分画像を生成して、それら差分画像の中から、目的血流と非目的血流との分離能が最も優れている画像を操作者（検査技師）が目視確認して選択する。その選択した画像の元になった信号を収集したパルスシーケンスと同じフローパルス条件、つまりリフェーズ型、デフェーズ型、又はフローパルスを使用しない、さらにはフローパルスとしての傾斜磁場パルスの強度と同じ設定で、本スキャンが実行される。

【0033】

図 1 3、図 1 4 には、簡易なプレッスキャンを示し、図 1 5、図 1 6 には詳細な条件設定のためのプレッスキャンの例を示している。簡易なプレッスキャンは、リフェーズ型フローパルス(flow-comp.)の適用、デフェーズ型フローパルス(flow-spoiled)の適用、フローパルスの不適用(original)のいずれかの選択を目的としてなされる。詳細なプレッスキャンは、リフェーズ型フローパルス(flow-comp.)の適用、デフェーズ型フローパルス(flow-spoiled)の適用、フローパルスの不適用(original)のいずれかの選択に加えて、フローパルスの好適な強度の選択を目的としてなされる。いずれかタイプのプレッスキャンが操作者により事前に選択される。

【0034】

いずれのタイプであっても、プレッスキャンは、本スキャンと同じここでは FASE 法で、しかし 2 次元イメージング対応で実行される。つまり、スライス選択傾斜磁場パルス G_s とともにフリップ角が 90° の高周波磁場パルス（励起パルス）を印加し、その後に、フリップ角が 180° の高周波磁場パルス（位相反転パルス）を繰り返し印加しながら、周波数エンコード（読み出し）傾斜磁場パルス G_{ro} の存在下でエコー信号を繰り返し収集する。ただし本スキャンと異なり、プレッスキャンでは、プレッスキャン時間短縮のために、2 次元イメージングが採用され、素違つてエコー信号に傾斜磁場パルス G_{pe} で位相エンコードが付与されるが、スライスエンコードはかけない。また、プレッスキャンでは、本スキャンと同じように、位相エンコード方向 P_E が目的血流（図では動脈 A_R ）の方向と略平行に設定される。

【0035】

簡易タイプでは、図 13、図 14 に示すように、心電同期を利用して、収縮期と拡張期それぞれにおいて、リフェーズ型フローパルス (flow-comp.) を適用した 2 次元 FASE 法パルスシーケンスと、デフェーズ型フローパルス (flow-spoiled) を適用した 2 次元 FASE 法パルスシーケンスと、フローパルスを適用しない 2 次元 FASE 法パルスシーケンスと (original) が実行される。

【0036】

収縮期にリフェーズ型フローパルス (flow-comp.) を適用した 2 次元 FASE 法パルスシーケンスで収集されたエコーに基づいて再構成された画像と、拡張期にリフェーズ型フローパルス (flow-comp.) を適用した 2 次元 FASE 法パルスシーケンスで収集されたエコーに基づいて再構成された画像とが単純又は重み付け差分され、その差分画像が表示される。

【0037】

同様に、収縮期にデフェーズ型フローパルス (flow-spoiled) を適用した 2 次元 FASE 法パルスシーケンスで収集されたエコーに基づいて再構成された画像と、拡張期にデフェーズ型フローパルス (flow-spoiled) を適用した 2 次元 FASE 法パルスシーケンスで収集されたエコーに基づいて再構成された画像とが単純又は重み付け差分され、その差分画像が表示される。

【0038】

また、同様に、収縮期にフローパルスを適用しない2次元F A S E法パルスシーケンスで収集されたエコーに基づいて再構成された画像と、拡張期にフローパルスを用いない2次元F A S E法パルスシーケンスで収集されたエコーに基づいて再構成された画像とが単純又は重み付け差分され、その差分画像が表示される。

【0039】

これら3種の画像を操作者は視認し、目的血流、例えば動脈が最も明瞭に抽出されている画像を選択する。

【0040】

ホスト計算機6及びシーケンサ5により、この選択された画像と同じフロー条件に本スキャン条件が設定される。つまり、リフェーズ型フローパルス(flow-comp.)を適用した2次元F A S E法パルスシーケンスで収集されたエコーに基づいて再構成された画像と、拡張期にリフェーズ型フローパルス(flow-comp.)を適用した2次元F A S E法パルスシーケンスで収集されたエコーに基づいて再構成された画像との差分画像が選択されたとき、本スキャン条件は、リフェーズ型フローパルス(flow-comp.)を適用した3次元F A S E法パルスシーケンスに設定される。

【0041】

また、収縮期にデフェーズ型フローパルス(flow-spoiled)を適用した2次元F A S E法パルスシーケンスで収集されたエコーに基づいて再構成された画像と、拡張期にデフェーズ型フローパルス(flow-spoiled)を適用した2次元F A S E法パルスシーケンスで収集されたエコーに基づいて再構成された画像との差分画像が選択されたとき、本スキャン条件は、デフェーズ型フローパルス(flow-spoiled)を適用した3次元F A S E法パルスシーケンスに設定される。

【0042】

さらに、同様に、収縮期にフローパルスを用いない2次元F A S E法パルスシーケンスで収集されたエコーに基づいて再構成された画像と、拡張期にフローパルスを用いない2次元F A S E法パルスシーケンスで収集されたエコーに基

づいて再構成された画像との差分画像が選択されたとき、本スキャン条件は、フローパルスを適用しない3次元F A S E法パルスシーケンスに設定される。

【0043】

一方、詳細設定タイプのプレッスキャンが選択されたとき、図15、図16に示すように、収縮期にフロー補償効果が+3、つまり傾斜磁場強度が基準強度の3倍のリフェーズ型フローパルス(flow-comp.)を適用した2次元F A S E法パルスシーケンスで収集されたエコーに基づいて再構成された画像と、拡張期に収縮期にフロー補償効果が+3、つまり傾斜磁場強度が基準強度の3倍のリフェーズ型フローパルス(flow-comp.)を適用した2次元F A S E法パルスシーケンスで収集されたエコーに基づいて再構成された画像とが単純又は重み付け差分され、その差分画像が表示される。

【0044】

収縮期にフロー補償効果が+2、つまり傾斜磁場強度が基準強度の2倍のリフェーズ型フローパルス(flow-comp.)を適用した2次元F A S E法パルスシーケンスで収集されたエコーに基づいて再構成された画像と、拡張期に収縮期にフロー補償効果が+2、つまり傾斜磁場強度が基準強度の2倍のリフェーズ型フローパルス(flow-comp.)を適用した2次元F A S E法パルスシーケンスで収集されたエコーに基づいて再構成された画像とが単純又は重み付け差分され、その差分画像が表示される。

【0045】

収縮期にフロー補償効果が+1、つまり傾斜磁場強度が基準強度のリフェーズ型フローパルス(flow-comp.)を適用した2次元F A S E法パルスシーケンスで収集されたエコーに基づいて再構成された画像と、拡張期に収縮期にフロー補償効果が+1、つまり傾斜磁場強度が基準強度のリフェーズ型フローパルス(flow-comp.)を適用した2次元F A S E法パルスシーケンスで収集されたエコーに基づいて再構成された画像とが単純又は重み付け差分され、その差分画像が表示される。

【0046】

また、収縮期にフローパルスを適用しない2次元F A S E法パルスシーケンス

で収集されたエコーに基づいて再構成された画像と、拡張期にフローパルスを用いない 2 次元 F A S E 法パルスシーケンスで収集されたエコーに基づいて再構成された画像とが単純又は重み付け差分され、その差分画像が表示される。

【0047】

収縮期にフロー補償効果が -1 （フロー抑制効果が $+1$ ）、つまり傾斜磁場強度が基準強度のデフェーズ型フローパルス(flow-spoiled)を適用した 2 次元 F A S E 法パルスシーケンスで収集されたエコーに基づいて再構成された画像と、拡張期にフロー補償効果が -1 （フロー抑制効果が $+1$ ）、つまり傾斜磁場強度が基準強度のデフェーズ型フローパルス(flow-spoiled)を適用した 2 次元 F A S E 法パルスシーケンスで収集されたエコーに基づいて再構成された画像とが単純又は重み付け差分され、その差分画像が表示される。

【0048】

収縮期にフロー補償効果が -2 （フロー抑制効果が $+2$ ）、つまり傾斜磁場強度が基準強度の 2 倍のデフェーズ型フローパルス(flow-spoiled)を適用した 2 次元 F A S E 法パルスシーケンスで収集されたエコーに基づいて再構成された画像と、拡張期にフロー補償効果が -2 （フロー抑制効果が $+2$ ）、つまり傾斜磁場強度が基準強度の 2 倍のデフェーズ型フローパルス(flow-spoiled)を適用した 2 次元 F A S E 法パルスシーケンスで収集されたエコーに基づいて再構成された画像とが単純又は重み付け差分され、その差分画像が表示される。

【0049】

収縮期にフロー補償効果が -3 （フロー抑制効果が $+3$ ）、つまり傾斜磁場強度が基準強度の 3 倍のデフェーズ型フローパルス(flow-spoiled)を適用した 2 次元 F A S E 法パルスシーケンスで収集されたエコーに基づいて再構成された画像と、拡張期にフロー補償効果が -3 （フロー抑制効果が $+3$ ）、つまり傾斜磁場強度が基準強度の 3 倍のデフェーズ型フローパルス(flow-spoiled)を適用した 2 次元 F A S E 法パルスシーケンスで収集されたエコーに基づいて再構成された画像とが単純又は重み付け差分され、その差分画像が表示される。

【0050】

これら 7 種の画像を操作者は視認し、目的血流、例えば動脈が最も明瞭に抽出

されている画像を選択する。

【0051】

ホスト計算機6及びシーケンサ5により、この選択された画像と同じフロー条件に本スキャン条件が設定される。つまり、いずれかのフロー補償効果を有するリフェーズ型フローパルス(flow-comp.)を適用した2次元F A S E法パルスシーケンスに対応する差分画像が選択されたとき、本スキャン条件は、同じフロー補償効果を有する、つまり同じ傾斜磁場強度のリフェーズ型フローパルス(flow-comp.)を適用した3次元F A S E法パルスシーケンスに設定される。

【0052】

また、フローパルスを適用しない2次元F A S E法パルスシーケンスに対応する差分画像が選択されたとき、本スキャン条件は、フローパルスを適用しない3次元F A S E法パルスシーケンスに設定される。

【0053】

さらに、いずれかのフロー抑制効果を有するデフェーズ型フローパルス(flow-spoiled)を適用した2次元F A S E法パルスシーケンスに対応する差分画像が選択されたとき、本スキャン条件は、同じフロー抑制効果を有する、つまり同じ傾斜磁場強度のデフェーズ型フローパルス(flow-spoiled)を適用した3次元F A S E法パルスシーケンスに設定される。

【0054】

なお、この詳細タイプのプレッスキャンで実行するフロー補償効果、フロー抑制効果の段数は、操作者が任意に設定することが可能である。

【0055】

以上説明したように、本実施形態によれば、本スキャン時に、位相エンコードパルスG_{pe}を目的血流の方向にほぼ合わせて印加し、またフローパルスを位相エンコード方向に印加することにより、血流強調効果を実現し、またフローパルス印加に時間的余裕を与えてエコー間隔の短縮と共に動静脈分離に必要十分な強度で印加することができる。

【0056】

(変形例)

本発明は、上述した実施形態に限定されるものではなく、実施段階ではその要旨を逸脱しない範囲で種々変形して実施することが可能である。さらに、上記実施形態には種々の段階が含まれており、開示される複数の構成要件における適宜な組み合わせにより種々の発明が抽出され得る。例えば、実施形態に示される全構成要件から幾つかの構成要件が削除されてもよい。

【0057】

【発明の効果】

本発明によれば、フローパルス、周波数エンコード方向ではなく、位相エンコード方向に印加するので、フローパルス印加に時間的余裕が生じ、それによりフローパルス印加の自由度が向上する。

【図面の簡単な説明】

【図1】

本発明の実施形態に係る磁気共鳴イメージング装置の構成の一例を示す機能ブロック図。

【図2】

本実施形態におけるプレッスキャンと本スキャンとの時間的關係を示す図。

【図3】

図2の本スキャンの収縮期手順を示す図。

【図4】

図2の本スキャンの拡張期手順を示す図。

【図5】

本実施形態の差分処理の説明図。

【図6】

図2の本スキャンの流れ補償型(flow-comp.)のパルスシーケンスの一例を示す図。

【図7】

図2の本スキャンのスポイル型(flow-spoiled)のパルスシーケンスの一例を示す図。

【図8】

図 6, 図 7 の位相エンコード(PE)の方向と血流の方向との関係を示す図。

【図 9】

図 6 の本スキンの流れ補償型(flow-comp.)のパルスシーケンスの変形例を示す図。

【図 10】

図 6 の本スキンのスポイル型(flow-spoiled)のパルスシーケンスの変形例を示す図。

【図 11】

本実施形態において、オリジナル、流れ補償型、スポイル型それぞれの拡張期と収縮期に対する一般的な信号強度の対応関係を示す図。

【図 12】

本実施形態の全体的な流れを示すフローチャート。

【図 13】

図 12 のプレップスキャン(収縮期)の基本的なパルスシーケンスを示す図。

【図 14】

図 12 のプレップスキャン(拡張期)の基本的なパルスシーケンスを示す図。

【図 15】

図 12 のプレップスキャン(収縮期)の発展的なパルスシーケンスを示す図。

【図 16】

図 12 のプレップスキャン(拡張期)の発展的なパルスシーケンスを示す図。

【符号の説明】

- 1…磁石
- 2…静磁場電源
- 3…傾斜磁場コイルユニット
- 4…傾斜磁場電源
- 5…シーケンサ
- 6…コントローラ
- 7…RFコイル
- 8 T…送信器

8 R…受信器

1 0…演算ユニット

1 1…記憶ユニット

1 2…表示器

1 3…入力器

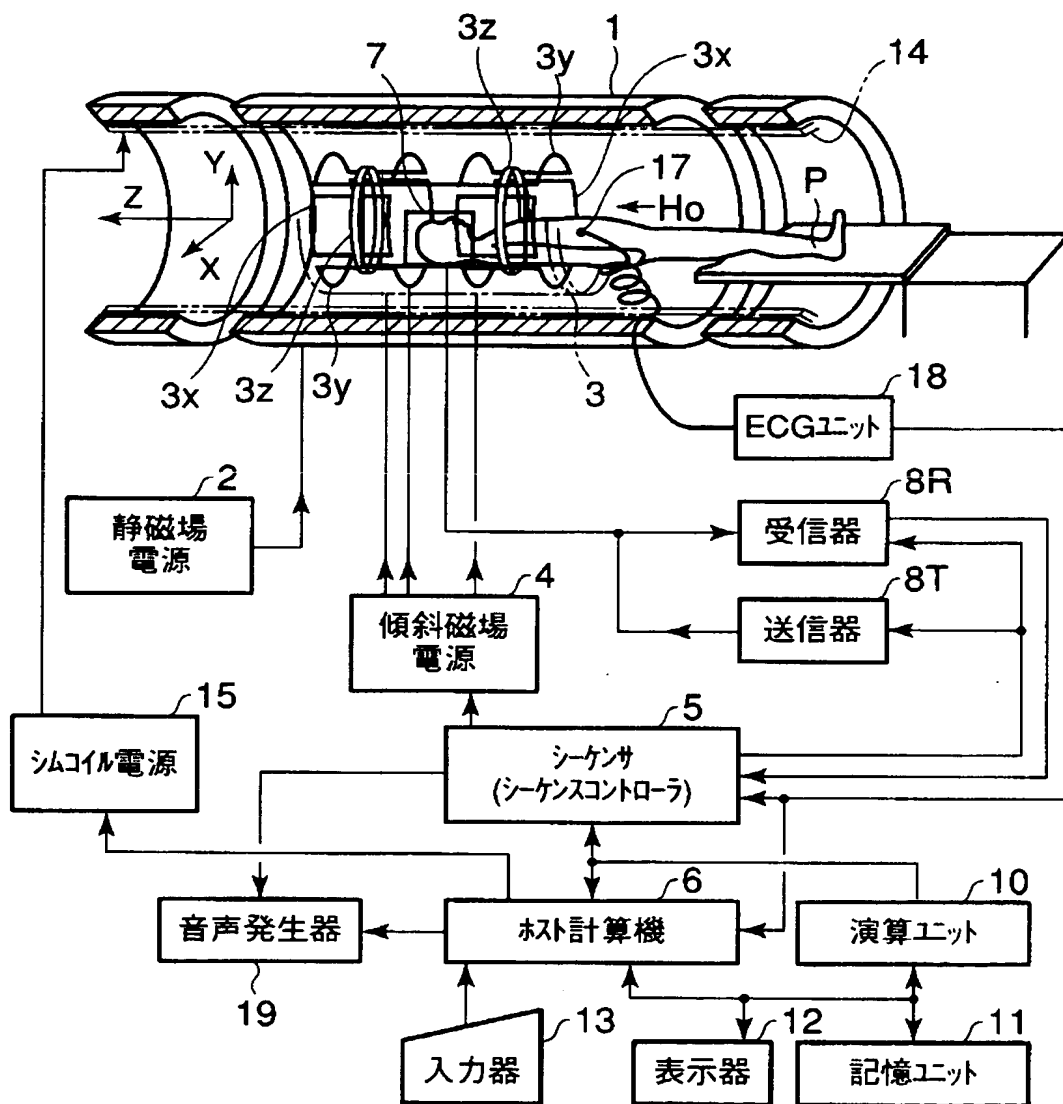
1 7…E C G センサ

1 8…E C G ユニット

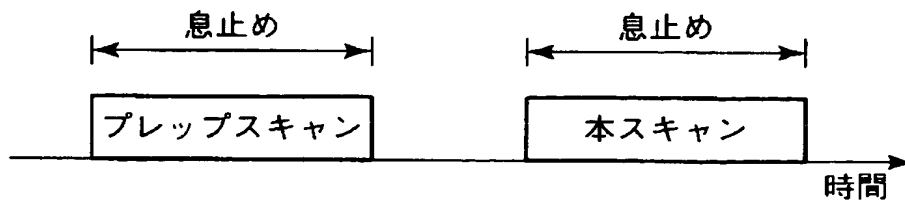
1 9 音声発生器

【書類名】 図面

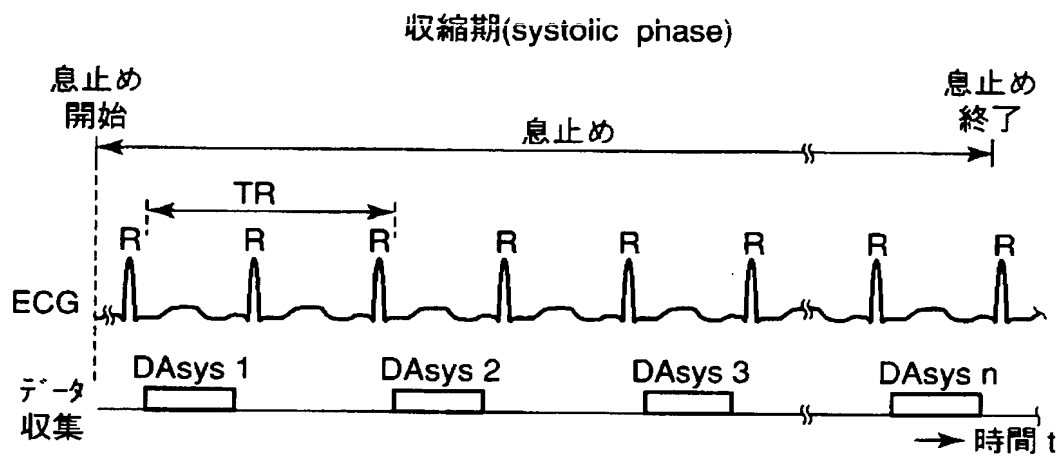
【図1】



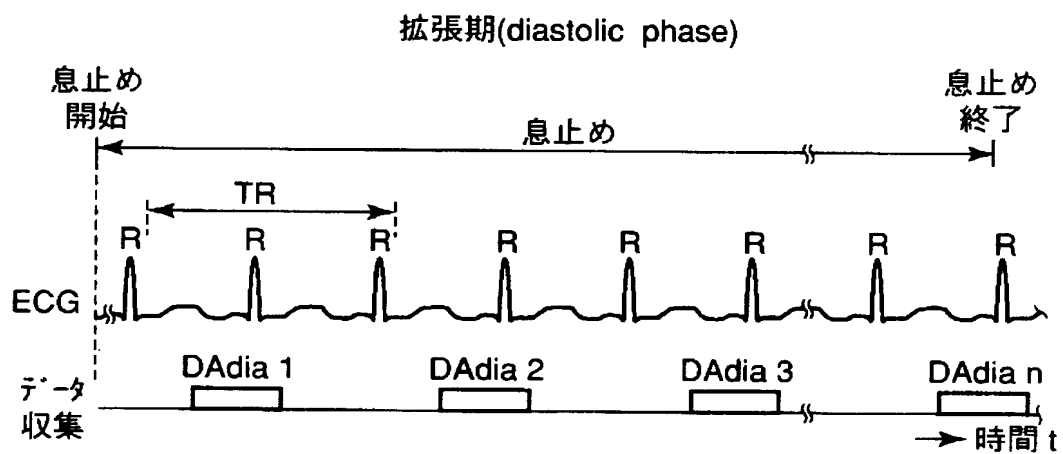
【図2】



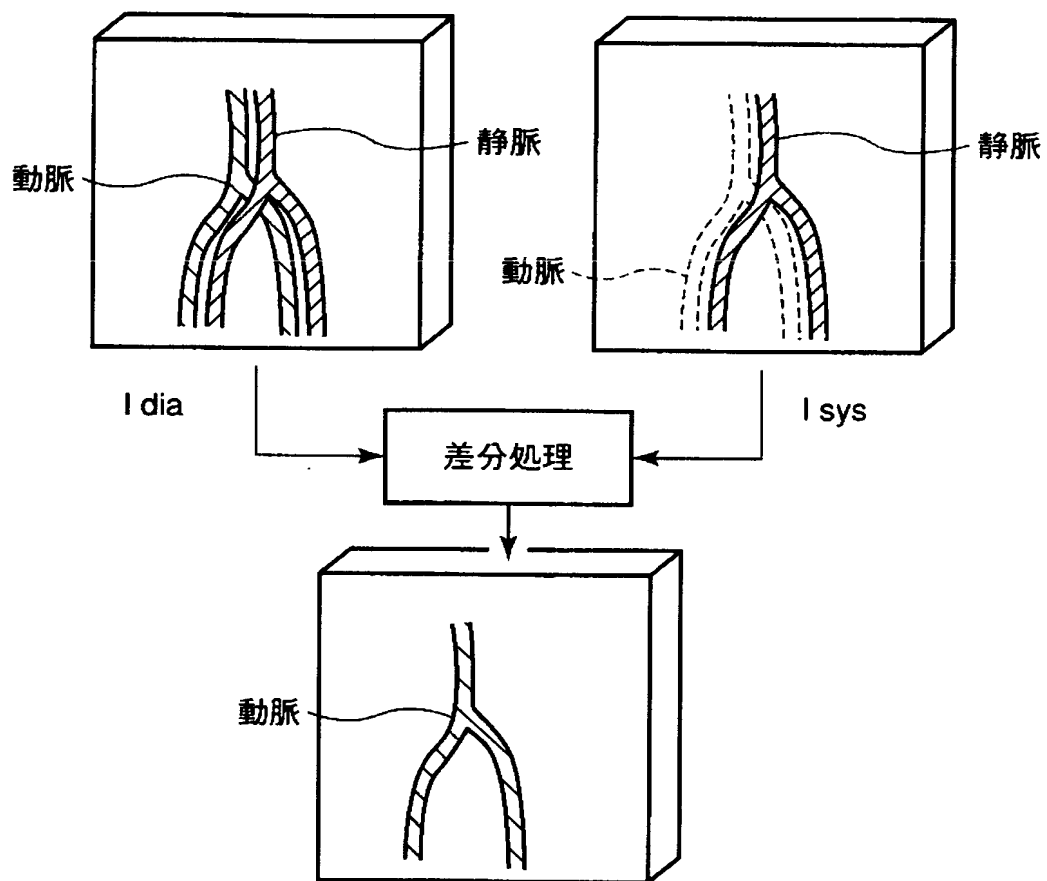
【図 3】



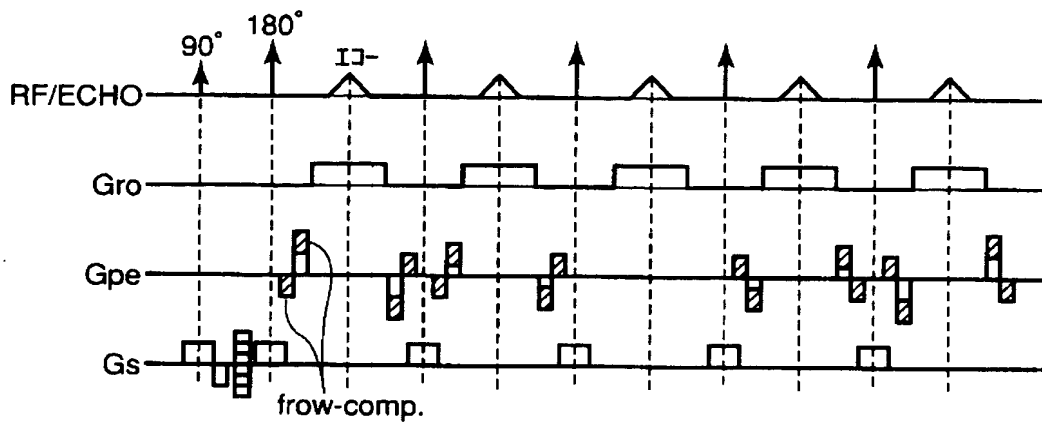
【図 4】



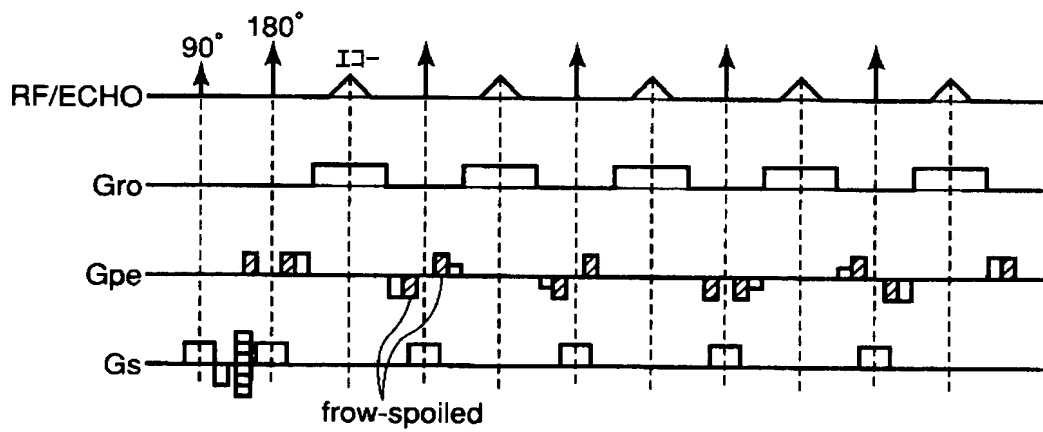
【図 5】



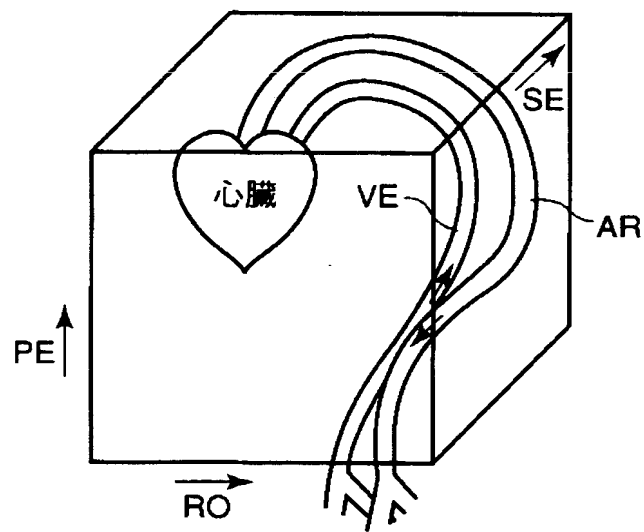
【図 6】



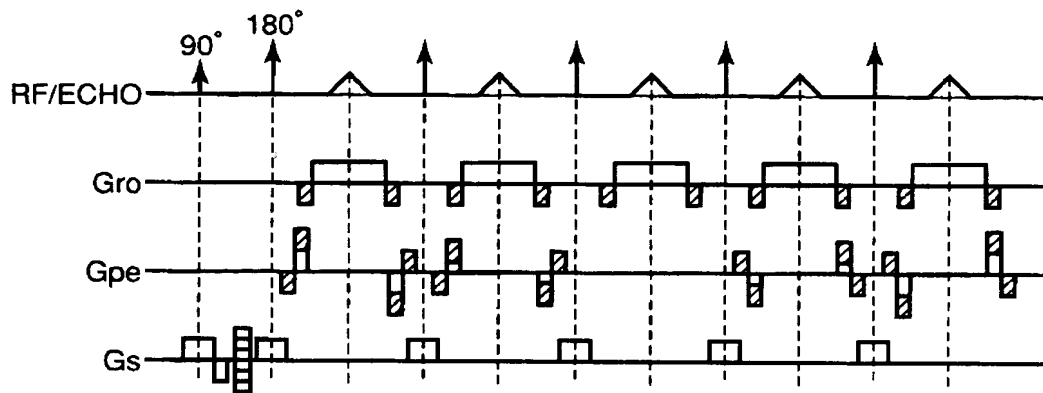
【図 7】



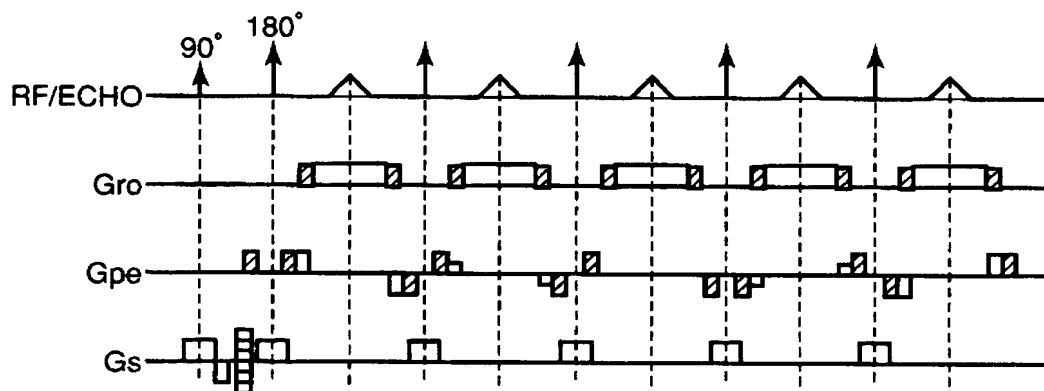
【図 8】



【図 9】



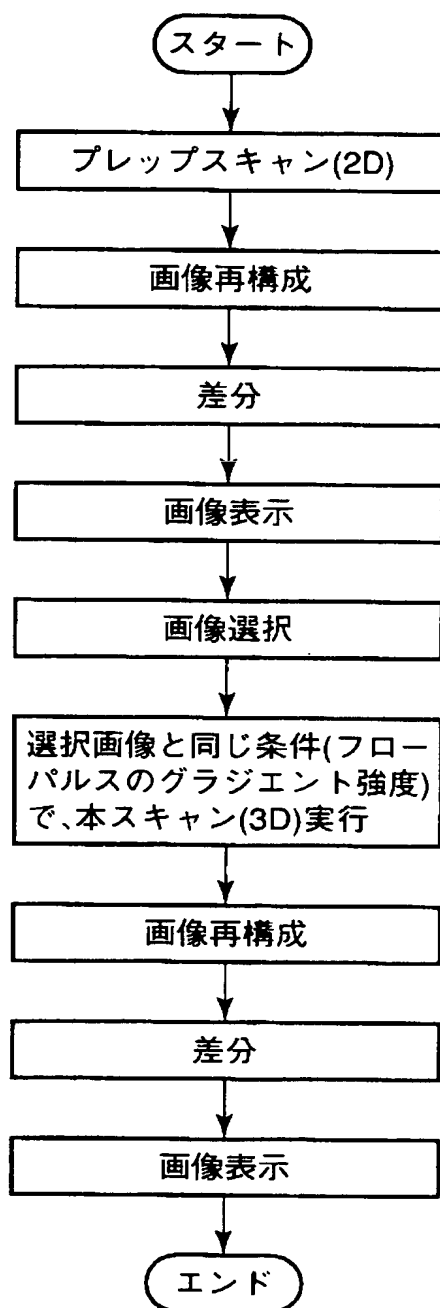
【図 10】



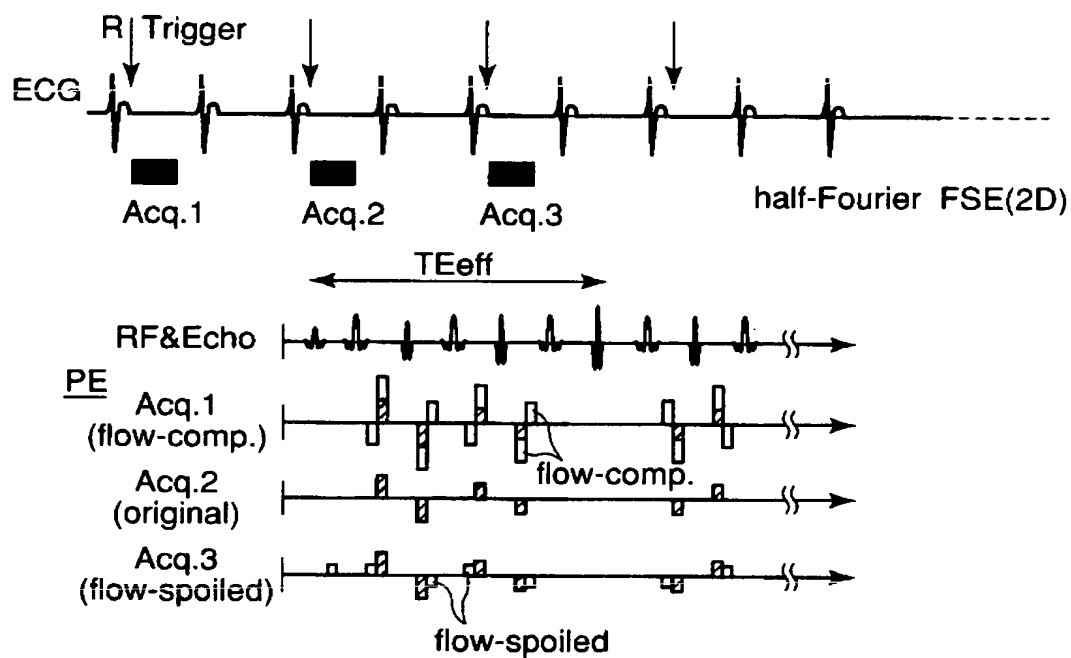
【図 1 1】

		original	flow comp.	flow spoiled
収縮期	動脈	小	中	小
	静脈	中	大	小
拡張期	動脈	大	大	中
	静脈	大	大	中

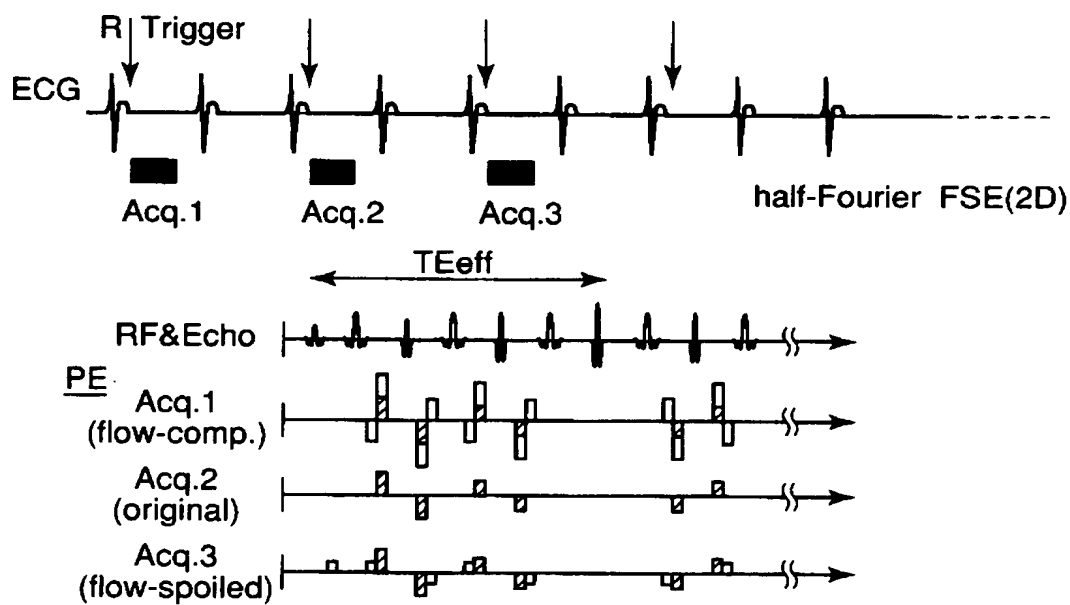
【図 12】



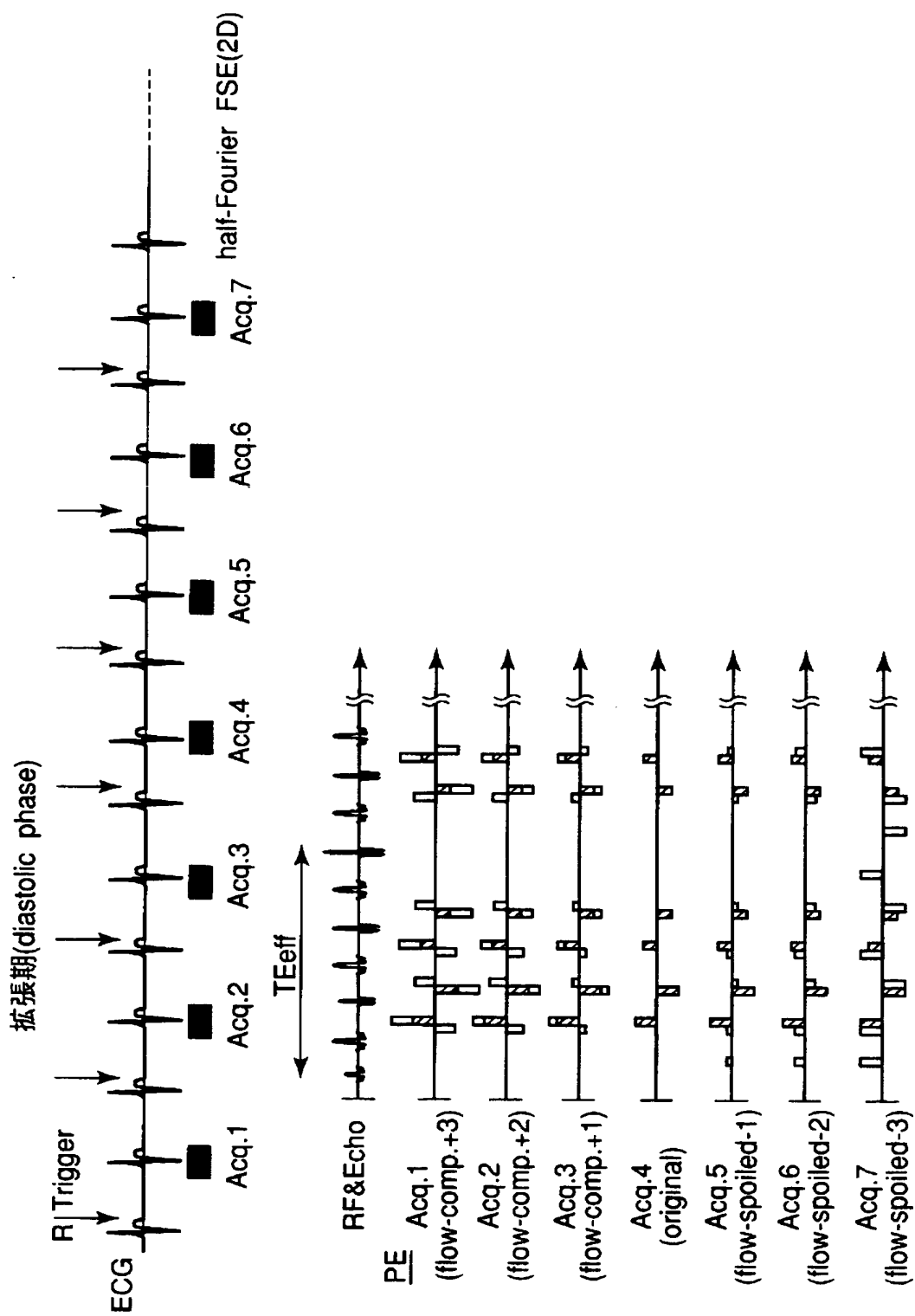
【図 1 3】



【図 1 4】



【図 16】



【書類名】 要約書

【要約】

【課題】 本発明の目的は、フローパルス印加の時間的余裕を生じさせて、フローパルス印加の自由度を向上させることにある。

【解決手段】 本発明は、被検体内の特定原子核の磁化を高周波磁場パルスにより励起するとともに、被検体内の血流の磁化をフローパルスの印加によりデフェーズ又はリフェーズする磁気共鳴イメージング装置において、フローパルスを位相エンコード方向に印加することを特徴とする。

【選択図】 図 6

特願 2002-295190

出願人履歴情報

識別番号

[000003078]

- | | |
|----------|----------------|
| 1. 変更年月日 | 2001年 7月 2日 |
| [変更理由] | 住所変更 |
| 住 所 | 東京都港区芝浦一丁目1番1号 |
| 氏 名 | 株式会社東芝 |
| | |
| 2. 変更年月日 | 2003年 5月 9日 |
| [変更理由] | 名称変更 |
| | 住所変更 |
| 住 所 | 東京都港区芝浦一丁目1番1号 |
| 氏 名 | 株式会社東芝 |